

Method for providing medical images.

Patent Number: ☐ EP0649117, A3
Publication date: 1995-04-19
Inventor(s): ALLEN GEORGE S (US)
Applicant(s): ALLEN GEORGE S (US)
Requested Patent: ☐ JP7271963
Application Number: EP19940116088 19941012
Priority Number(s): US19930136183 19931015
IPC Classification: G06T11/00
EC Classification: G06T11/00T
Equivalents:
Cited patent(s): WO9100059; EP0526970; WO9100048

Abstract

A technique for integrating voxelly-assigned information regarding a portion of anatomy derived from a number of sources into an accurate, single two dimensional pixel-based representation of a view of that anatomy is disclosed. Empirical relationships between known properties are used to infer values for unknown properties.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

(51) Int.Cl. ⁴	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 6 T 1/00				
A 6 1 B 5/00		G 7638-4C		
5/055				
		7507-4C	G 0 6 F 15/ 62	3 9 0 B
			A 6 1 B 5/ 05	3 8 0
審査請求 未請求 請求項の数24 OL (全 8 頁) 最終頁に続く				

(21) 出願番号 特願平6-251011
 (22) 出願日 平成6年(1994)10月17日
 (31) 優先権主張番号 1 3 6 1 8 3
 (32) 優先日 1993年10月15日
 (33) 優先権主張国 米国 (U S)

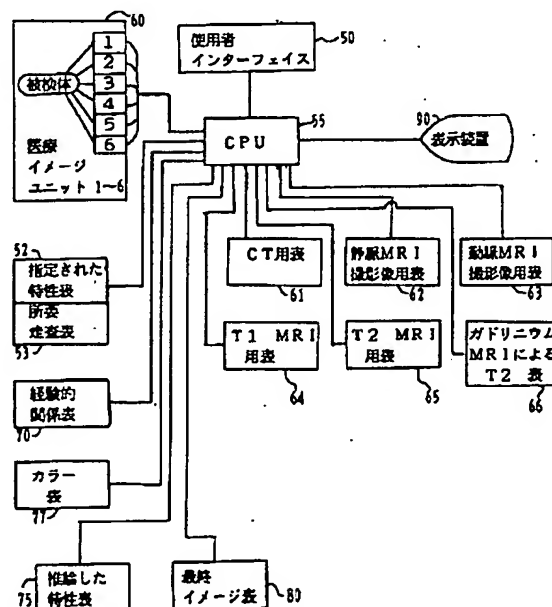
(71) 出願人 594170716
 ジョージ・エス・アレン
 GEORGE S. ALLEN
 アメリカ合衆国、テネシー州 37205、ナ
 ッシュビル、ウエストビュー・アベニュー
 628
 (72) 発明者 ジョージ・エス・アレン
 アメリカ合衆国、テネシー州 37205、ナ
 ッシュビル、ウエストビュー・アベニュー
 628
 (74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 医療画像を形成する方法

(57) 【要約】

【目的】 本発明は、特定のタイプの組織を映像する時に種々の映像技術の相対的な利点を利用して容易にアクセスできる走査技術によって与えられた情報を使用して正確な推測を可能にする映像画像が必要とされている。

【構成】 重要な領域の各空間位置に対して第1の映像技術によってアクセス可能な1以上の物理的特性を反映した第1の組のデータを発生し、重要な領域の各空間位置に対して第2の映像技術によってアクセス可能な1以上の物理的特性を反映した第2の組のデータを発生し、メモリ記憶装置に各空間位置のアドレスと共に第1および第2の映像技術によって発生されたデータを記憶し、実施された映像走査で得られた物理的特性の測定値と重要な特性との間の相関70に基づいて第1の値を各アドレスに割当ててことを特徴とする。



BEST AVAILABLE COPY

【特許請求の範囲】

【請求項1】 3次元物体の各空間位置が特有のアドレスを有し、3次元物体が複数のタイプの物質から構成され、各タイプの物質は2以上の特性を有している3次元物体のディスクリートな空間位置と関連した物理的な特性を推測する方法において、

重要な領域の各空間位置に対して第1の映像技術によってアクセス可能な1以上の物理的特性を反映した第1の組のデータを発生し、

重要な領域の各空間位置に対して第2の映像技術によってアクセス可能な1以上の物理的特性を反映した第2の組のデータを発生し、

メモリ記憶装置に各空間位置のアドレスと共に第1および第2の映像技術によって発生されたデータを記憶し、実施された映像走査で得られた物理的特性の測定値と重要な特性との間の相関に基づいて第1の値を各アドレスに割当てするステップを含んでいる物理的な特性の推測方法。

【請求項2】 さらに画素がその表示時に有する物理的な外観を定める画素表示値を各アドレスに割当てするステップを含んでいる請求項1記載の方法。

【請求項3】 さらに、そのように定められた画素に基づいて画像を表示するステップを含んでいる請求項2記載の方法。

【請求項4】 第1のデータのセットはCTスキャンによって発生される請求項1記載の方法。

【請求項5】 第1のデータのセットはPETスキャンによって発生される請求項1記載の方法。

【請求項6】 第1のデータのセットは特定のタイプのMRIスキャンによって発生される請求項1記載の方法。

【請求項7】 さらに、重要な領域の各空間位置に対して付加的な映像技術によってアクセス可能な1以上の付加的な物理的特性を反映した付加的なデータのセットを発生し、

各空間位置はアドレスを有しており、各空間位置のアドレスと共にコンピュータメモリ中にそのように発生された付加的なデータのセットを記憶するステップを含んでいる請求項1記載の方法。

【請求項8】 3次元物体は、人体組織の一部分を含んでいる請求項1記載の方法。

【請求項9】 物理的特性は、可視光に露出されたときに領域の外観に関連して推測される請求項1記載の方法。

【請求項10】 第2のデータのセットはCTスキャンによって発生される請求項1記載の方法。

【請求項11】 第2のデータのセットはPETスキャンによって発生される請求項1記載の方法。

【請求項12】 第2のデータのセットは特定のタイプのMRIスキャンによって発生される請求項1記載の方

法。

【請求項13】 重要な特性と1以上の発生されたデータのセットにおいて測定された1以上の物理的特性の測定値との間の相関は、経験的に決定される請求項1記載の方法。

【請求項14】 1以上の発生されたデータのセットは密度を反映している請求項1記載の方法。

【請求項15】 1以上の発生されたデータのセットは、互いに対する関係で既知の特徴の位置を反映している請求項1記載の方法。

【請求項16】 1以上の発生されたデータのセットは、水素の存在を反映している請求項1記載の方法。

【請求項17】 1以上の発生されたデータのセットは、音響伝達率を反映している請求項1記載の方法。

【請求項18】 1以上の発生されたデータのセットは、光が吸収または反射される態様を示している請求項1記載の方法。

【請求項19】 1以上の発生されたデータのセットは、温度を反映している請求項1記載の方法。

【請求項20】 1以上の発生されたデータのセットは、電気的活動度を反映している請求項1記載の方法。

【請求項21】 1以上の発生されたデータのセットは、エネルギー使用を反映している請求項1記載の方法。

【請求項22】 各タイプの物質が同じ物体中の別のタイプの物質とそれを区別する特性を有している複数の異なるタイプの物質を有する3次元物体の画像を発生する方法において、

物体内の重要な各領域にアドレスを割当て、各タイプの物質に対応する特性を識別し、同じ物体の別のタイプの物質の特性とそれらを区別し、

前記識別された特性を測定し、別のタイプの物質に対して識別された各タイプの物質を区別する方法で画像が表示されるように、表示に各タイプの物質の前記識別された特性の測定値を変換するステップを含んでいる方法。

【請求項23】 前記3次元物体は人体組織の一部分を含んでいる請求項22記載の方法。

【請求項24】 前記異なるタイプの物質は組織、流体および気体を含んでいる請求項22記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、人体組織の重要な特徴の1以上の物理的特性を反映する人体組織の画像を提供する問題に関する。本発明はまた人体組織の既知の特性および隣接領域からその内部領域の未知の特性に関する情報を推測する問題に関する。

【0002】

【従来の技術】臨床医は、直接肉眼で検査するために人体の内部を切り開く必要なしに、それらの部分を視覚化する方法を長年の間探索している。臨床医が人体組織の

内部の画像を見ることを可能にした第1の技術はX線であり、それは1895年にレントゲンによるX線の発見から数か月の内に骨の画像を形成するために使用された。

【0003】これらの画像は、本質的に3次元空間から得られた2次元外観であった。もちろん、人体組織は3次元空間に存在しており、1970年代において3次元ペースでの人体組織に関する情報の獲得を可能にする装置が開発された（例えば、Hounsfield氏は人体組織ボリュームの密度を測定するスキャナを開発し、スライスとして表示した）。

【0004】それ以後の開発は既に開発された技術を進歩させ、臨床医が人体組織のボリューム内の各ボリューム成分に関する情報を得るために自由に種々の手段を有するまでにした。これらの各技術において、問題とする人体組織の領域は、ボクセル（voxel）と呼ばれる非常に多数の小さいボリュームの基本単位から成ると考えられる。ボクセルは長さ、幅および深さを有する。ボクセルの寸法は、一般にスキャナ装置の固有の分解能および使用される技術、並びにその技術が実施される基本的計算力によって制限される。ボクセルは、重要な特性に関してほぼ均一の属性（アトリビュート）の領域を示すのに十分に小さいことが理想的である。

【0005】種々のタイプの映像装置を使用した多数の映像技術が空間のボリュームをボクセルに細分する。例えば、磁気共鳴映像（MRI）において、限られた厚さを有する患者の人体組織等の“スライス”は予め定められたパルス信号により励起される。このパルス信号は、スライス中の陽子（例えば水素陽子）を共振させ、信号を出力し、その強度は陽子密度により直接変化する。異なる特性は、走査に使用される励磁エネルギー、緩和時間パラメータ等を変化し、並びに種々の化学像影剤のいくつかを使用するかまたは全く使用しないことによって走査の焦点であることができる。どの技術を使用しても、それは結果的に各ボクセル内に含まれる物質の特性の測定値を生じさせる。このような測定値は、スライス（1つのボクセルの厚さと同じ程小さい）を横切って強度が変化する電気信号に変換され、データベースに記憶される。測定された各強度は、実際には患者の人体組織中の限られたボリューム空間、すなわちボクセルに対する走査技術によりアクセスされる重要な特性の値を表す。MRIの完全な理解は、この発明の技術的範囲を越える。MRIのさらに詳細な説明は、文献（Robert B. Lufkin氏による“The MRIManual”，Year Book Medical Publishers, 1990年）に記載されている。

【0006】別の医療映像技術は、コンピュータ化された断層X線写真法（CT）である。CTにおいて、X線は例えば患者の人体組織のスライスを照射する。この電磁放射線が人体組織を通過すると、その強度が測定されて記憶される。一般に、X線源は患者の人体組織の周囲を回転され、電磁強度の測定がX線源のそれぞれ異なっ

た位置に対して行われる。結果的なデータは、コンピュータにおいて処理され、人体組織スライス中の各ボクセルに対して強度値を決定する。この強度値は物理的な特性に比例し、CTスキャナはボクセル内に配置された物質の陽子密度を感知するように構成されている。CTの完全な理解は、この発明の技術的範囲を越えている。CT映像のさらに詳細な説明は、文献（Richard R. Carlton およびArlene M. Adler氏による“Principles of Radiographic Imaging—An Art and a Science”，Delmar Publishing, 1992年）に記載されている。

【0007】ボクセルの概念は、データを構成し、処理するのに有効であるが、それはどのような走査技術が使用されてもそれと関係なく、情報が臨床医に提供される形態ではない。表示技術および人間が情報を観察することを所望する方法における限界のために、データはビデオスクリーンまたは写真等のハードコピーのいずれかの2次元描写から臨床医に提供される。2次元画像が提供される基本単位は画素として知られている。

【0008】MRI画像の生成時に、各ボクセルに対して測定された信号強度は、表示装置に関連した値に変換される。例えば、測定された強度が8ビット/画素の中間調モニタ上に表示された場合、表示されたスライス中の各ボクセルに対して測定された各強度は0乃至255

（すなわち、0乃至 $(2^8 - 1)$ ）の間の値に変換される。測定された強度に応じて、構成画素の表示である画像が生成され、1つの画素がスライス中の各ボクセルに対して定められる。全体として、これらの画素は、熟練者によって解釈されることができ画像が結果的に得られる方法で映像装置によって検出された特性からスライス内に含まれる構造を視覚的に表す。同様に、表示のためにCT画像を形成する時、スライス中の各ボクセルに対して測定された特性、すなわち陽子密度に対応した強度値は、表示装置上に画像を実際に形成する画素を定義するために単色の中間調にスケールされなければならない。CT画像では、MRI画像に比較して骨に関する高レベルの鮮明度が観察される。これは、CT画像に対する中間調での高い値に対応した高密度の骨物質のためである（すなわち、純白は中間調で最高値を表す）。再度、これらの画素は熟練者によって解釈されることができ画像が結果的に得られる方法で映像装置により検出された特性からスライス内に含まれた構造を視覚的に表す。

【0009】開発されている個々の走査技術において、臨床医に提供される情報が改善されるように努力されている。例えば、医療画像中の異なるタイプの物質を区別するために多数の方法が使用されている。例えば、Dreb in氏他による米国特許第4,835,712号明細書において、各ボクセルは異なる材料（空気、脂肪、骨および柔らかい組織）のパーセンテージで階級化される。カラーは各ボクセルの外観を発生するために使用される各材料に割

当てられる。

【0010】Kennedy 氏他による米国特許第 5,185,809 号明細書において、組織のタイプに応じて医療画像の異なる部分の輪郭を描くための装置が記載されている。このような輪郭描写は、利用者が画像中の異なる物質タイプを識別することを可能にする。Greensite 氏による米国特許第 4,991,092 号明細書において、重要な領域のサブ領域間のコントラストを増大するための画像プロセッサが記載されている。異なるタイプの生物学的組織は、良好なコントラストのためにそれらの NMR 特性に応じて異なるカラーをそれぞれ割当てられる。Merickel 氏他による米国特許第 4,945,478 号明細書では、大動脈の画像を表示するための映像システムが説明されている。患者の MRI 導出データ（例えば、 T_1 加重された、 T_2 加重された）は、大動脈中の異なる組織のタイプ（特に、斑構成組織）を識別するために使用される。組織のタイプが識別されると、各組織のタイプを表すそれらの画素は均一なカラーを与えられる。Cline 氏他による米国特許第 5,187,658 号明細書において、固体の対象物の内部領域内に含まれる内部構造をセグメント化するためのシステムが記載されている。Gouge 氏他による米国特許第 5,224,175 号明細書には、超音波画像を解析する方法が記載されている。超音波画像からの値は、組織のタイプを識別するために既知の組織に対する値と比較される。Herbstein 氏他による米国特許第 3,903,414 号明細書において、X 線回折、蛍光発光および吸収を組合せるシステムが簡単に説明されている。

【0011】上記の参照文献の内容はここではそのまま参照文献として含まれている。一般に、そこに教示された技術には単一のタイプのスキャナによって提供されたデータを処理することが必要である。結果的な画像は目にとってさらに快適であるか、或はある付加的な機能を有するが、それは依然として問題の基本的な走査様式を特徴付ける何等かの不確かさを必然的に含んでいる。個々の各走査技術は、映像装置が測定する材料の物理的な特性の視覚的な表示を提供するのに限られている。残念ながら、その物理的特性は臨床医が直接測定することを実際に所望するものに対応しないか、或はそれは臨床医が減少することを所望する固有のレベルの不確かさを含んでいる。この問題は、臨床医が最も明確に利用を所望する特性の特別な場合：明視できる組織の視覚的外観を考えた場合に、さらに明らかに理解される。

【0012】

【発明が解決しようとする課題】臨床医は、手術によってそれを露にせずに人体組織の隠れた内部領域を観察することに最も興味をもっている。或は臨床医がある方法で手術をする場合に、手術方法をより良好に計画するために、臨床医は患部が切開される前に、手術により露にされるものを観察することを所望する。さらに、臨床医は手術により露にされるものに隣接した領域を観察する

ことを所望する。したがって、理想的に必要なとされるものは、観察される各タイプの物質（組織）に対するカラーの適切な選択を含んでいる外科医の目に見えるものを示す走査である。脳手術において、外科医が目にする視覚的に異なるタイプ、すなわちカラーおよび外観によって区別可能な人体組織の数は少ない（機能または電気的活動度等によって組織を特徴付けることができる不可視的な方法を考慮するならば、潜在的にもっと多数の“タイプ”の人体組織が存在しているけれども）。外科医が視覚的な補助器具なしに可視的で、区別可能であり（例えば、骨、白色物質、灰色物質、静脈組織等）、また特有の外観およびカラーによって視覚的に特徴付けられる（すなわち、各タイプの組織の外観はその“特性”である）ほぼ10個程度のこのようなタイプの組織が存在している。残念ながら、既存の走査技術は、それらが獲得できる情報に関する各スキャナタイプにおける上記の限界のために臨床医が実際に見るものに対応した画像を提供することができない。例えば、CAT スキャンは存在している種々のタイプの柔らかい組織を検出し区別する作業をそれ程良好に行わず、骨を示すのに優れている。同様に、MRI スキャン（種々のパラメータおよびコントラスト剤の選択により変化されることができる）は、存在している種々のタイプの柔らかい組織を良好に区別するが、骨をあまり正確に示さない。人体組織の一部分を走査または映像化するその他の形態は、それらがアクセスし易い物理的特性の範囲において不完全である。既知のタイプの走査における固有の限界およびそれらの最適な使用の組織特異性のために、これらの走査から導出された画素の着色でさえ人体組織の一部分の真の画像を示すことは不可能である。それは、個々の走査は臨床医が見る種々のタイプの組織の全てを区別できないためである。

【0013】各映像技術によって最も正確に得られる情報に基づいて複合画像を形成するように特定のタイプの組織を映像化する時に種々の映像技術によって所有される相対的な利点を利用した映像技術が必要とされている。もっと容易にアクセスできる特性に関するいくつかの走査技術によって与えられた情報を使用することによって、任意の1つの走査技術では容易に利用できない特性（可視的外観）に関する推測をさらに正確に形成することができる映像画像が必要とされている。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明は、多数のソースから導出されたボクセル割当て情報を一体化して重要な領域の正確な表示にする新しい方法を提供する。この方法は、重要な領域の視覚的な表示を生成するために使用されることができるデータセットを生成する。典型的に、臨床医は、通常の明るさで人体組織の対応した2次元表面を直接その目で見た場合に見えるものをこの視覚的な表示が示すことを好む。この表示は2次元ベースの

表示または3次元視野（ホログラフ表示を介したような）の形態を取ることができる。さらに広義に、この方法により、さらに容易にアクセスできる別の特性に関する情報を使用することによって、直接アクセスできない物質の隠れた領域の特性に関して推測することができる。人体組織のボリュームとしてボクセルを考えると、多数の特性が各ボクセルに属すると考えられることができる。これらの特性は、もちろんそれに限定されるものではないが、密度（CTスキャンを介したような）、音響伝達特性、電気的活動度、温度、可視光下における真の外観、エネルギー使用、放射性同位元素を含む方法（PETを介して）、種々のMRIベースのパラメータ（特にT1およびT2等の）、並びに位置特定情報を提供するスキャナまたはその他の装置によって検出可能なその他のパラメータを含んでいる。上記の特性（密度等）のいくつかは、既知の走査技術（例えば、CT）を使用して少なくともいくつかのタイプの組織に対して直接確認可能である。しかし、神経外科医にとって重要なほぼ10個のタイプの組織のそれぞれに対する真の視覚的外観等の別のものは、どの1つの走査でも直接アクセスすることができず、すなわちいくつかの走査による確認を必要とする。

【0015】本発明の第1の観点によると、第1に、制御され、十分に定義された観察シリーズにおいて収集された画像データに標準方式の統計的方法を適用することによって、10個程度の視覚的に異なるタイプの物質のそれぞれ1つと直接アクセス可能な走査可能な各特性との間の関係を経験的に決定する。その後、種々の走査様式から主に導出された特性の測定のどの組み合わせが外観（ここに論じられている特性）によって必要な程度の特異性により各10個の既知のタイプの組織を十分に定義するかを決定するために、この情報が使用されることができる。

【0016】さらに広い意味において、既知の測定可能な特性に関する情報は、ボクセルの別の、アクセスできない物理的特性の値に関する推測を形成するために使用されることができる。人体組織の一部分の真のカラー外観は、この領域を外科的に露にする臨床医が直接アクセスできない特性の1例に過ぎない。その後、この情報はコンピュータメモリに含まれた一連の検索表に記憶される。

【0017】組織のタイプ（すなわち、別の識別可能な表面または重要な領域のボリューム成分）の走査可能な特性と真の視覚的画像（すなわち、特性）との間の必要な相関が得られれば、この領域の真のカラー忠実度を提供するようにカラーコード化されることができる人体組織の一部分の2次元視野を提供するために画素を発生することが可能になる。臨床医は、この領域を外科的に露にした時に彼が目にするものを示した画像を獲得する。これは以下のように行われる。臨床医は、人体組織のど

の領域（例えば脳）のカラーの真の概観を所望するかを決定する。それが脳である場合、臨床医およびコンピュータは10個程度のタイプの視覚的に区別されるタイプの物質が存在していることを認識する。その後、コンピュータはそのメモリを探索し、真のカラーの画像を生成するのに必要なデータを提供するためにどのタイプの走査が必要とされるかを臨床医に知らせる。必要とされる走査は、各走査内において物理的空間に対する画像空間の整合を行い、並びに走査間の空間画像への画像空間の整合を行わなければならない。これを達成する1つの方法は画像マーカの使用であり、それは米国特許第4,991,579号明細書に記載されており、その次に好ましい別の方法はステレオフレームの使用である。必要な走査が既に取られている場合には、これらの走査によって発生された情報はメモリ中に負荷される。コンピュータは種々のパラメータ間で前に定められた実験的に導出された関係を有しており、臨床医は走査およびそれらの真の視覚的外観による種々の組織タイプを介して遠隔的にアクセスすることが可能であり、10個の各組織タイプに外観で対応したこの平面中のそれらのボクセルのアドレスを次々に選択的に抽出する。（もちろん、低いカラー忠実度が臨床医によって所望された場合、必要とされる組織のタイプはこれより少ないか、或は要求される走査が少ない。）平面中のボクセルを考慮することによって、重要な各ボクセルのアドレスは、形成している画像上の画素アドレスを定めることができる。例えば、平面に沿って存在しているボクセルのアドレスは、平面画像を形成する画素のグループを定めるために使用されることができる。その後、コンピュータ内の第2の表が各ボクセルに割当てられた各特定の組織のタイプに対応した真のカラーを定めると、コンピュータは組織のタイプに基づいて各画素にカラーを割当てる。これが実行されると、コンピュータは、10個の既知の組織のタイプの1つを描くように各画素がコンピュータ内で定められ、また既知の対応した組織タイプの実際のカラーに一致した表示のためにカラーを割当てられる画像をスクリーンまたは紙面に生成する。

【0018】本発明は、外科医が見るものに対応した概観を提供することに限定されず、示すことを所望された特徴または特性と種々の映像技術を介して得られることができたデータとの間の実験的に定められた関係に依存することによって、任意の人体組織または生理学的特徴のグラフィック表示を提供することに拡張されることができる。

【0019】

【実施例】人間の頭部の真のカラー画像を提供する作業を参照して、本発明の方法をさらに説明する。臨床医は、頭部のどのエリアを映像化することを所望し、またどの特定のタイプの組織を見たいのかを最初に決定する。典型的に、外科医は特定の診断にとって最も重要な

頭部の部分だけを示した画像を得ることに関心がある。この例では、ある症状に対して脳を評価するために、外科医は診断のために次の組織：灰色物質を含む頭蓋骨、静脈、動脈、脳組織、および白色物質を含む腫瘍、脳室および視神経の観察が必要であると判断している。この情報は、使用者インターフェイス50を介してコンピュータ55に入力され、ここにおいてそれは指定された特性表と呼ばれる表52に記憶される。この表は、臨床医が指定した組織の各タイプの画像を形成するための情報を最も良好に提供するために実行されるべき走査のタイプを相関させる付属表53を含んでいる。必要とされる走査特定パラメータ（例えば、MRIスキャンに対するガドリニウムの使用）と共にこれらの走査のリストは、インターフェイス50を介して臨床医に表示される。その後、患者はコンピュータ指定された走査にさらされる。

【0020】その後、コンピュータは各指定されたタイプの組織を特徴付けるのに最も適した特定の走査を決定する。これは主に従来の経験的な研究結果から決定される。上記の例に関して、骨または頭蓋骨は、強化されていないCTスキャンにより最も良好に観察されることができることが知られている。静脈および動脈は、MRI静脈管撮影像およびMRI動脈管撮影像によりそれぞれ最も良好に観察されることができる。脳の白色物質は、T-1 MRIスキャンによりもっと明瞭に観察されることができる。灰色物質は、T-2 MRIスキャンにより最も良好に観察されることができる。視神経に注目する場合、これらはT-1 MRIスキャンにより観察されることができる。特定の腫瘍が注目されている場合には、これはガドリニウムによるT-2 MRIスキャンにより最も良好に観察されることができる。脳室に対して、これはT-1 MRIスキャンにより最も良く観察されることができる。さらに、それは任意の特定の特徴と相関するその特性の値の範囲が上記のスキャンによって測定された各物理的特性に関して実験的に決定することができる。例えば、その特定のハウンスフィールド(Hounsfield)数と関連したボクセルが骨を含む確率でCTスキャンにおいて発生されたハウンスフィールド数の大きさの間に相関が導入されることができる。同様に、統計的な相関は、任意の他の特性および経験的な研究によって測定された値に関して経験的に決定されることができる。これらの関係は、経験的關係表70に記憶される。

【0021】各走査において、患者は、重要である患者の頭部内の各ボリューム成分に対して固定されたアドレスを定めるための手段を与えられる。この手段は、Allen氏による米国特許第4,991,579号明細書に記載されているような一連の3つ以上の標準マーカであることが好ましい。固定されたアドレスを定めるその次に好ましい手段はステレオフレーム、すなわち頭蓋骨の比較的变化しない特徴に頭蓋骨の内部に関連させた輪郭データの使

用を含む。頭部内の特定の成分に対して1つの走査により提供されたデータを、頭部内のその同じ成分に対して別の走査により提供されたデータに関連させるためにある手段が設けられる必要がある。これは、患者がスキャナからスキャナへ物理的に移動されなければならない場合、或はある時間間隔で一時的に単一のスキャナにおいて患者の映像を形成することが所望されるときに特に重要である。統計的な相関が情報を推測するために使用されることができる程度は、これらのデータ組が互いにマップされることができる正確さに依存し、標準マーカはこのようなマッピングを正確にする好ましい手段である。

【0022】各走査により、重要なボクセルに関連した特性が測定され、電圧で表されることができる。各ボクセル測定値は、コンピュータ内のデータ構造（アレイ等）、または典型的にマス記憶装置に記憶される。この第1のアレイは各ボクセルに対応した一連のアドレスを含んでいる。ボクセルは、例えば上記の標準マーカの使用によって患者の肉体的空間に関連させることができる。スキャナが測定した特定の特性の大きさの数表記は各アドレスと関連されている。与えられた例において、CTスキャンによって発生された値は、表またはアレイ61に記憶される。

【0023】コンピュータによって指定された各タイプの走査に対してプロセスが反復される。各走査過程は、別の走査と同じアドレスを有するが、スキャナが測定した特性の大きさを反映した数を含むそれ自身のデータアレイまたは表を生成する。与えられた例において、表62はMRI静脈管撮影像によって発生されたデータを含み、表63はMRI動脈管撮影像によって発生されたデータを含み、表64はT-1 MRIによって発生されたデータを含み、表65はT-2 MRIからのデータを含み、表66はガドリニウムによるT-2 スキャンによって発生されたデータを含む。情報のソースと同数の表が存在することが可能である。

【0024】走査がメモリに入力されたとき、コンピュータは指定特性表52に戻り、臨床医が見ることを所望する予め選択された特性を抽出するように進行する。その特性（すなわち、特定された組織）に対して、コンピュータは経験的關係表70において所望の正確度内でその組織のタイプの存在に相関した走査により得られた特性の値の範囲を検索する。特定の例において、特定の組織タイプに属するものとしてボクセルを指定することは単一の走査から得られた値の検査だけを必要とする（例えば、骨はCTスキャンのハウンスフィールド数の考察だけから決定されることができる）。しかしながら、一般に経験的關係表70は考察されている特定のタイプの組織に対応したボクセルの識別子を決定する時に種々の走査から得られた値を相関させる。ボクセルと関連した特性の識別子が定められると、情報が推測特性表75に記憶さ

れる。

【0025】第1の指定された特性を有するボクセルのアドレスが決定されると、対応した画素表80が生成される。この表において、問題とされるボクセルに対応したアドレスは、領域の任意の画像を形成する時に画素が有する表示特性を特定するための外観値を与えられる。カラー方式はカラー表77に記憶される。典型的に、描かれた領域を生体に忠実に表すために、骨は白色を、静脈は青色を、動脈は赤色を割当てられ、脳組織の白色物質はクリーム色を割当てられ、脳組織の灰色物質は赤褐色を割当てられ、視神経は黄色を割当てられ、髄膜腫は赤灰色を割当てられ、脳室は水色を割当てられる。もちろん、人体組織のその他のアスペクトを良好に強調するために、或はその他の理由のために、その他のカラー方式が指定されることができる。

【0026】このプロセスは指定特性表の中の各特性に対して反復される。その結果、外科医にとって重要な脳の物理的な位置に対応した1組のアドレスが得られ、組織のタイプおよびその対応したカラーにより各位置を識別する情報がそれと関連している。画素の形態で収集されたこの情報は、重要な領域に対する表示装置90によってその真のカラーで映像を生成するために使用される。

【0027】上記の例において、臨床医の目的は、頭蓋骨人体組織の一部分の真のカラーの画像を得ることである。これは一般に少数のタイプの組織の識別を必要とした。しかしながら、本発明はさらに広い意義で考えられてもよい。走査によって得られた情報は、鮮明度で利用可能である。それは、一般に臨床医にとって実際に重要な特性ではない特性の大きさとして測定される。(例えば、臨床医は頭部内の骨または白色物質の分布に興味を持っているが、頭部内の陽子の分布またはあるスピン緩和時間にはあまり関心がない。)“利用可能な特性”は、外観、組織タイプ等のより重要な別の特性の代わりに過ぎない。この後者の特性は、一般に臨床医が指定特性として定めた導出特性と考えられる。

【0028】特定の導出特性を有する物質のそれらの部分のアドレスは、単一の走査を参照するだけで識別可能である。これは、利用可能な特性に対する導出特性の経験的な相関が所定の範囲の走査値内において強い場合に該当する。例えば、所定の範囲内のハウンスフィールド数に遭遇した場合、コンピュータは別の情報を参照せず

に対応したボクセルに骨であると直ぐにラベルを付ける。

【0029】しかしながら、特に体の柔らかい組織に関連した別の特性に対して、この1対1相関は存在しない。この点について、この方法の各映像様式内に共通に定められたアドレスを有するボクセルに関する多数のソースからの情報の収集に固有のパワーが表面化する。この技術は十分に定められた位置の物質に関する多数のソースから導出された情報を記憶する迅速な方法を提供する。コンピュータのパワーは、1つのタイプの走査に関してボクセルについて得られた情報が、別の走査された特性に対してそのボクセルに対して得られた値に関連させられる方法を迅速に検討するために使用される。これはデータがアドレス可能な形態でコンピュータに容易に記憶されるためである。種々の標準的な統計的検討がこれらの関係を検討するために使用されることができる。したがって、これらの既知の特性はそれらの空間的な位置または重要な領域の別の部分における同一または異なる特性の値だけでなく、互いに関連させられることができる。これらはさらに非拡張的に測定し難いまたは測定不可能な特性と相関されることができる。その他医療的に必要な工程中に実行される拡張的な検討、死体の検討、動物の検討または重要な領域に関する情報を収集するその他の既知の方法は、種々の測定された特性が重要な別の走査されていない特性に相関することを助けるために使用されることができる。

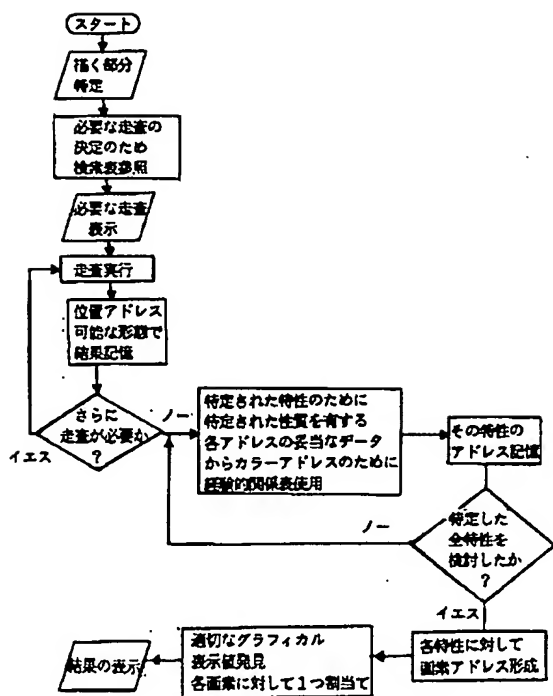
【0030】事実、スキャナがアクセス可能な特性においてこのような関係の数学的に厳密な検討を可能にする技術が使用されることができる。本質的に、ここに記載されている技術は、別の既知の特性によって提供されたデータを加重することによって非拡張的に利用可能または利用不可能である未知の特性を推測することを可能にする。これにより、臨床医が少数のタイプの走査を使用することによって要求する全ての情報を得ることを可能にする使用される映像様式間の重複度が結果的に定められ、それは関連する費用を軽減する。

【図面の簡単な説明】

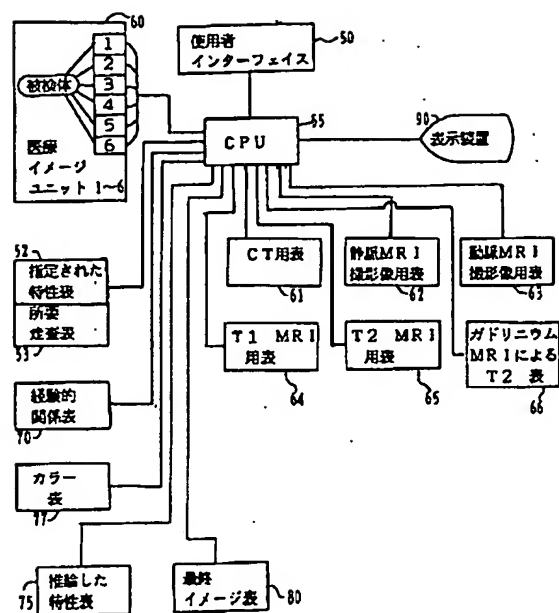
【図1】本発明の方法のフローチャート。

【図2】本発明の方法を実行するシステムのブロック図。

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. ⁶

A 6 1 B 6/03

識別記号 庁内整理番号

3 5 0 P 9163-4C

F 1

技術表示箇所

G 0 6 F 15/62

3 9 0 C

BEST AVAILABLE COPY